

JP03287501

Publication Title:

JP03287501

Abstract:

Abstract not available for JP03287501

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>

⑫ 公開特許公報(A) 平3-287501

⑤ Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)12月18日

A 01 N 1/02

6742-4H

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全10頁)

⑭ 発明の名称 臓器の保存方法および臓器の保存装置

⑰ 特 願 平2-87292

⑱ 出 願 平2(1990)3月31日

⑲ 発 明 者 ニコラス ジェー ベ アメリカ合衆国 アリゾナ州 85716 ツーソン イース
ロータ トカームテン 3426⑳ 出 願 人 ニコラス ジェー ベ アメリカ合衆国 アリゾナ州 85716 ツーソン イース
ロータ トカームテン 3426

㉑ 代 理 人 弁理士 豊 栖 康 弘

明 細 書

1. 発明の名称

臓器の保存方法および臓器の保存装置

2. 特許請求の範囲

(1) 下記の構成を有する心臓の保存装置。

(a) 心臓の保存装置は、移植臓器を浸漬する
栄養液を入れるコンテナと、脈流ポンプと、栄
養液を出口から移植臓器に流す移送手段とを備え
ており、脈流ポンプは、様々な栄養液量をコントロール
するために、入口と、出口とを有する可変容積手
段を備えており、かつ、出口から栄養液を排出するために可変容
積手段の液量を減少させ、入り口を介してコンテ
ナーから栄養液を放出するための第1手段を備え
ており、さらに、放出する栄養液の量をコントロールす
る第2手段を備えており、

さらにまた、容積が減少する期間における最初

の量を制御し、容積が増加する第2番目の量を制
御する第3手段を備えている。

(2) 下記の工程からなる心臓の保存方法。

(a) 心臓の大動脈の端を閉塞する。

(b) 切口から大動脈へカニューレを挿入する。

(c) カニューレを脈動ポンプに連結する。

(d) 心臓を栄養液に浸す。

(e) 下記の要領で心臓の冠状動脈から栄養液を
灌流させる。① 最初にピストンを規定量の栄養液容器に入
れる。② ピストンを挿入して、内部から栄養液を出
口へ押し出し大動脈へ流す。この液体の放出によ
り発生する大動脈内部での圧力に応じて移植心臓
の大動脈弁を閉じる。③ 最初のパルス期間が終わった後、ピストンを
引き出す。④ ピストンを引き出すと同時に、動脈ポンプ
の入口から容器に最初の栄養液を規定量を引き入

れる。

⑤ 手順①～④を規定の繰返し行う。

3. 発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

この発明は生きた心臓や腎臓等の臓器の保存方法と装置に関する。

【従来の技術およびその課題】

心臓移植手術、腎臓移植手術等の臓器移植手術は、ますます一般的に成りつつある。従来は、脳死した臓器提供者から取り出された臓器は、氷結塩水処理液に漬けて保存されていた。提供臓器がドナーから取り出され、患者に移植されるまでの期間は、「断血」期と呼ばれている。提供臓器は無菌状態に保存される。また、断血期間は、冷たい特殊栄養液中で保存される。それは、酸素や栄養不足、臓器に発生する損傷を軽減するためである。断血期間が長くなると、上記のような要因から、提供臓器の損傷は大きくなる。現在における提供臓器のもっとも長い断血期間は、臓器の種

類や手術される病院の医療技術により様々である。米国における提供臓器の最長断血期間は、心臓が4時間、肺が2時間、腎臓が48時間、肝臓が8時間となっている。断血期間が短いことが、米国を含めた全世界において、移植可能な臓器のプールを著しく制約している。さらに、現在の提供臓器の保存に使用されている方法は、細胞の損傷を引き起こす欠点がある。

臓器移植は、臓器に欠陥を持つ人々のための有効な治療に発展した。近年、臓器移植の成功率は著しく改善され、移植後に長期生存する患者数が急激に多くなっている。

しかしながら、臓器を有効に保存できないことが、治療効果の改善を阻害している。提供臓器は、体外に取り出された後、適切な時間内に適切な患者に移植しなければならない。臓器移植者は、移植する臓器と免疫的にほぼ一致していなければならない。

断血期間は下記の2つの条件により変化する。

① 臓器の種類

② 断血期間に臓器を保存する方法

提供者から取り出された後の臓器は、快適な環境には置かれない。それは、栄養や酸素の供給が停止し、また、脈動する血液の流れも停止され、さらに、細胞による排泄物の排除等が停止するという意味である。このように提供臓器は、各細胞内の新陳代謝や分解代謝が行われなくなり、直ちに細胞は死滅し始める。程度の差はあるが、それぞれの細胞は、損傷からの蘇生段階、損傷からの非蘇生段階を通り最終的に死滅に至る。

臓器保存の目的は、細胞の衰退、損傷、死滅の過程を遅らせ、もしくは、その過程を停止させ、細胞レベルでの臓器の活力を維持もしくは向上させ、臓器の断血期間を長くし、灌流後正常な機能を回復することである。断血期間に、臓器が栄養と酸素で灌流され、新陳代謝やその他の細胞の活動が低下(例、体温の低下)し、臓器がほとんどあるいは全く働かなくなれば、この目的が最高に

満足されるのは明かである。

これまでに、臓器保存の目的を達成するために2つの方法が開発された。第1の方法は、単に冷たい(0℃)の塩化水溶液に臓器を浸して保存する方法である。2番目の方法は、水溶液が凍結する温度で酸素処理された栄養液を臓器に灌流させるものである。どちらの方法も、断血期間は、種々の条件と保存環境に著しく左右される。

臓器は、遠くの臓器提供者から提供されることがほとんどである。このため、臓器の保存装置は、扱い易く、比較的低廉で、信頼性が高く、携帯に適しているということが大切である。

冠状動脈に灌流することは、心臓を正常に保存することに効果がある。灌流は、大動脈弁を閉じた状態でのみ行われる。大動脈弁は、大動脈圧が左心室の圧力よりも高い場合に閉じる。このため、臓器を灌流状態で保存する装置は、冠状動脈に灌流させて大動脈弁を閉弁できるに十分な大動脈圧を与えなくてはならない。

ところで、提供臓器を単に冷たい水溶液に浸して保存する方法は、心臓移植で臨床的に最も多く使用されている。これは、最も手軽で、しかも、明らかに信頼できる技術ではある。しかしながら、この方法は、重大な制約を受ける。すなわち、この方法は、提供臓器を著しく低温に冷却するので、新陳代謝および細胞活動を低下させる。また、心臓の機能が停止され、栄養や酸素が細胞に送られず排泄物も取り除かれない。

心臓を保存する場合、断血期間は4時間以内というのが一般的な基準となっている。ほとんどの場合、提供者の心臓は、凍結塩化水溶液に入れて輸送される。そして、4時間以内に患者に移植する必要がある。断血期間が短いことが、臓器提供者と移植患者との距離を著しく制限している。さらに、保存温度が0～4℃とあまりにも低温であることが、臓器にダメージを与えている。肝臓、すい臓、肺等の臓器も、心臓の場合と同じような手段で保存されている。このように、他の臓器も、

目の装置は、ローラーポンプを用いて一定の流れを作り、これを臓器に灌流している。3番目の装置は、脈動の流れと圧力を得るために、ピストンにカムを取り付けた（あるいはカムなしで）電気モーターを使用している。これらの装置は、動脈弁を閉めて、冠状動脈を灌流させるには十分な圧力を得ることができる。さらに、脈動する流れと圧力のある灌流は、とくに心臓においては、一定の流れ、および、一定圧力による灌流よりも、断血期間の環境を良くできると言われている。

しかし、この発明が完成する以前の装置は、構造が複雑で、エネルギー効率が悪く、さらに、大きすぎるという欠点があった。ただ、これ等の装置の基本的な設計理論は、臓器移植に好ましい点がある。従来の装置は、ポンプ効率が悪く、エネルギーの消費量が多い欠点があるが、この欠点は、単に電池の容量を大きくすることでは解消出来ない。ポンプの発熱量が多くなるので、低温保存システムの断熱処理が難しくなる欠点もある。さら

断血期間において細胞がダメージを受け、あるいは、死滅するので、移植手術においては同じような制約を受ける。また、臓器に特有の断血期間によっても制約も受けている。

第2の方法を実験するための装置が開発されている。この装置は、実験室で研究用として使用されてきたが、臨床的にはほとんど紹介されなかった。この装置は、単純な溶液保存に比較すると、断血期間を長くできることが究明された。臓器、とくに心臓の保存を向上させるための装置がいくつか紹介されていた。これら全ての装置は、温度を下げ、断血期間を長くするために、酸素処理された栄養液で臓器に灌流している。

この種の装置として、基本的に3種類の灌流装置が開発されている。最初の灌流装置は、指定の長さの円柱の上部に、連続して保存液を汲み上げて一定の圧力をえる機構を備えている。この装置は、円柱の長さにより圧力水頭が決まる。水压で大動脈弁を閉じ、冠状動脈に灌流している。2番

に、この種の装置は、故障や液漏れ等の心配に加えて、臓器を無菌に保つことが困難である。

灌流装置は、比較的長期間にわたって臓器を臨床的に好ましい環境で保存できるものであるが、手軽に運べるほどコンパクトではなく、また、それほど軽いものでもなく、さらに、エネルギー効率が悪い欠点がある。このため、ほとんどの腎臓は、目的地までの輸送には単純低温溶液保存で準適切保存を行い、到着後、灌流装置を取り付けているのが実状である。

これらの臓器の保存は、アメリカ特許第3632473号、第3892628号、第3914954号、第3881990号、および、定期刊行物、「24時間、48時間冷却灌流で保存した心臓の自家移植後3～27カ月の猿に關しての血液動態、心筋運動、超微構造の研究」ウィコム著、出典「心臓移植ジャーナル」1986年3～4月第2部第5巻p122～129、1981年マーシャル・デッカー出版M. カローとデービッドE・ベッグ編集の「移植のための臓

器保存の灌流技術」(Dベッグ著) p 477~495に記載されている。

心臓移植においては、腎臓の移植のようにハラ(HLA)組織の血液タイプを決定することができない。それは、断血期間が短いことが理由である。ハラ(HLA)組織の血液タイプを決定することができると、臓器拒絶反応や免疫阻止療法の頻度を下げることができる。このため、短期、および長期の移植生存を増加でき、また、免疫抑止療法の副作用を抑制し、さらに、入院期間を短縮し、患者の費用を軽減させることができる。しかしながら、血液タイプを決定するには、断血期間に十分な時間を必要とする。

前述の移植心臓保存装置は、大動脈に直接ポンプの出口側を接続する。これが、動脈弁を閉め続けるためには所定の灌流圧を必要とする。さらに、大動脈を上にして心臓を垂直な姿勢で保持する必要がある、輸送が困難になる。24時間、もしくはそれ以上の長い時間に渡って、様々な種類の臓

また、この発明の他の目的は、あらかじめ設定した温度、適切な栄養物で、長時間移植心臓や他の臓器を保存することが出来る臓器の保存装置とその方法を提供するにある。

【この発明の概略】

この発明の一実施例を説明すると、この発明の装置は、例えば、灌流液等の栄養水溶液を収納するコンテナであるタンクと、脈流ポンプであるポンプユニットとを備えている。ポンプユニットは、ピストンと、ロッドと、これに接続されたソレノイドとを備えている。ピストンは、フィゴ、もしくは隔膜の移動端に連結されている。フィゴの内部は、ピストンがソレノイドのばねで引き戻されたときに、フィゴの中に灌流が引き込まれる逆止弁に通じているタンクの内部に通じている。さらに、フィゴの内部は2番目の逆止弁と管で移植臓器とつながっている。ピストンがソレノイドで押圧されると、フィゴの直径とソレノイドのストロークの長さで決まる灌流が管の中に流れ込む。

器を、栄養液を脈動状態で灌流して低温で保存できる小型の臓器灌流装置が世界中で切望されている。

この発明はこのことを実現することを目的に開発されたもので、この発明の重要な目的は、小型にして軽量で、以前の臓器灌流装置に比べて携帯に便利な臓器の保存装置とその方法とを提供するにある。

さらに、この発明の他の重要な目的は、臓器移植を受けた患者の生存期間を延ばすことができる臓器の保存装置とその方法を提供するにある。

さらにまた、この発明の他の重要な目的は、灌流脈パルスの幅、灌流脈拍数、各灌流脈の容量などの灌流パラメーターをコントロールできる臓器の保存装置とその方法を提供するにある。

さらに、この発明の目的は、灌流液圧力を一定に保つ必要がなく、また、移植臓器を垂直に保存する必要もない臓器の保存装置とその方法を提供するにある。

この管は移植臓器とカニユーレ(排管)で接続されている。

この発明を具体的に説明すれば、移植臓器は心臓であり、大動脈はしっかりと固定するために縫合されている。カニユーレは、無名動脈から大動脈へ挿入されており、しっかりと固定されている。灌流の量あるいはソレノイドによる各脈拍毎に臓器へ流し込まれる保存溶液の量は、調整ストッパーでコントロールされる。この調整ストッパーは、ソレノイドのプランジャの元に戻る距離をコントロールしている。制御回路は、灌流脈拍の継続期間および灌流脈拍数を外部から正確にコントロールする。制御回路に接続されている電池は、24時間ないしそれ以上継続してポンプ運動を行う容量である。各灌流脈期間を除いて、ポンプからは灌流は一切放出されない。灌流脈期間および回数は大動脈弁が少なくとも各脈拍時間絶対に閉鎖するように設定されている。このことにより、冠状動脈を通して栄養液の「総合的」脈動灌流が行わ

れる。この灌流は、心臓提供者の右心房から心臓が浸される灌流液に出てゆく。この発明を具体的に説明すれば、0～25℃の範囲で選択された温度で灌流液の液の温度を維持するのに適している。例えば、望ましい温度で解凍する事前凍結物質が絶縁コンテナとの間にあるタンクの壁と接するように置かれる。

圧力センサーが移植臓器に付けられ、警報信号を出し、移植臓器の圧力を表示できるモニター電子装置にコンタクターが付けられている。

【実施例】

以下、この発明の実施例を図面に基づいて説明する。但し、以下に示す実施例は、この発明の技術思想を例示すものであって、この発明を下記のものに特定するものでない。この発明は、特許請求の範囲に記載の範囲に於て、種々の変更を加えることができる。

第1図Aと第1図Bに示す臓器の保存装置は、コンテナであるタンク2を備えている。タンク2

る。ソレノイド15のブランジャ16は、ロッド19に連結されている。脈流ポンプ14のロッド19は、スプリング23に押圧されている。スプリング23は、連結具22とガイド24との間に配設されており、ロッド19を図において右方向に押圧している。

ソレノイド15は、リード線37を介して電子制御回路35に接続されている。この電子回路35の回路図を第3図に示している。ソレノイド15に通電されない状態にあっては、ロッド19とピストン25とは、第1図において右に移動される。それは、ソレノイド15に通電されない状態においては、スプリング23がロッド19を押圧するからである。ブランジャ16の右移動は、ストッパ17で制限される。ストッパ17は、ナットブロック21にネジ込まれている。ストッパ17の後端には、ノブ18が固定されている。ノブ18を回転させると、ストッパ17を出入りさせることができる。従って、ノブ18を回転して、

は、約2.5～5ガロンの灌流液3を充填できる容量を有する。灌流液3には、適量の酸素、および/または二酸化炭素を含む栄養液が使用される。

タンク2には、取り外し可能なカバー6がついている。カバー6は換気用のフィルター7を備えている。タンク2の底部には、拡散器4が設けられている。拡散器4は、垂直管5の下端に取付けられている。垂直管5は、タンク2の上部の供給孔8を貫通して、可撓性の管11を介して、供給・制御システム12に連結されている。

供給・制御システム12は、酸素や二酸化炭素の流量をあらかじめ設定する。一般には、酸素95%、二酸化炭素5%に設定する。さらに酸素や二酸化炭素は、拡散器4によって、灌流液3のなかに気泡状に噴射される。これ等のガスは、継続的に、あるいは断続的に噴出される。タンク2の下方面正面には、脈流ポンプ14が配設されている。

脈流ポンプ14はソレノイド15を内蔵してい

ロッド19とピストン25のストロークを調整することができる。ピストン25のストロークを調整して、脈流ポンプ14の灌流液流量を制御することができる。

フィゴ26は、ピストン25の外周に固定されている。フィゴ26の左端に設けられた壁膜26は、エンドプレート32に固定されている。固定エンドプレート32にはパイプ31が接続されている。

パイプ31には逆止弁33が連結されている。逆止弁33は、可撓性を有する送出管34を介して、タンク2の底の中央にあって灌流液3に浸漬されている移植心臓の大動脈に連結される。

固定エンドプレート32には開口56が設けられている。開口56は、灌流が一方向にのみ流動するように、逆止弁が設けられている。

フィゴ26が伸長されると、灌流液はフィルター39を通過して、ポンプ壁14Aないから開口32を通過してフィゴ26内に吸入される。この

状態で逆止弁33は閉弁する。フィゴ26が圧縮されると、灌流液は、固定エンドプレート32の中心から逆止弁33を通過して、矢印54の方向に流動して移植心臓35に供給される。この状態で、固定エンドプレート32の開口32に設けられた逆止弁は閉弁する。

小型脈動灌流装置1は、再充電可能なバッテリー13を備えている。バッテリー13はリード線36を介して制御回路35に連結されている。リード線36は、酸素供給コントロールシステム12の電気ガス制御回路に電源を供給している。

ソレノイド制御回路35は、移植心臓99の大動脈に、脈動状態で流れ込む灌流液の流動状態を制御する。それは、ソレノイド15の動作回数と、灌流パルスの長さをコントロールすることで制御される。ポンプ14の各ストロークで吸い上げられる灌流液の量は、ノブ18で調整される。

ソレノイド15は、第1図Aおよび第1図Bに示されるように、タンク2の側部に配設され、あ

るいは、第5図に示すように、タンク2の外側に配設される。

ソレノイド15に通電されない状態において、フィゴ26は伸長して膨張する。この時、ピストン25は、バネ23に弾性的に押圧され右に移動する。膨張したフィゴ26は、挿入孔32と逆止弁27を通過して矢印56方向に灌流液3を吸入する。ソレノイドに通電されると、ピストン25は素早く左へ移動する。この運動によって、フィゴ26は収縮する。収縮したフィゴ26は、吸入していた灌流を、逆止弁33と管34とを通過して、移植心臓99の大動脈へ矢印56の方向で流入させる。

第1図A、第1図Bの脈動灌流システムの作用を詳細に説明する前に、第2図に基づいて人間の心臓の構造および機能について簡単に説明する。この図に示す心臓99は、身体中に血液を送り込むために規則的な収縮運動を行う右心室、左心室がある丈夫な筋肉でできている。大動脈弁、左房

室弁、排動脈弁、三尖弁とが血液の逆流を防止している。酸素の消費された血液は、体の静脈から右心房に連結された上部、下部の大動脈を通り、三尖弁から右心室へ戻る。右心室が収縮すると、血液は肺動脈弁、肺静脈、肺へと流れる。右心室が収縮している間、三尖弁は閉じ、肺動脈弁は開く。酸素を含む血液が、肺静脈と左房室弁を通り、肺から心臓の左側の左心室へ戻る。左心室が収縮すると、左房室弁が閉じ、酸素を多く含んだ血液が大動脈弁から大動脈へ流れ込み、大動脈から無名動脈、左の総動脈、左の網状動脈へ送られ体へ流れ込む。左心室が収縮を完了すると、大動脈弁が閉じ左心室へ血液が逆流するのを防ぐ。そして、血液の流れは冠状動脈へと流れてゆく。心臓自身が激しく運動する筋肉であるので、心臓自体に酸素を多く含む血液が必要である。この酸素を多量に含む血液は大動脈から枝分かれしている冠状動脈へ供給される。冠状動脈は、心臓筋肉全体を網羅するより細い毛細血管となっている。

第2図において、冠状動脈は番号44、45で示している。大動脈は番号38、右心室は46、上部大静脈は47で示している。番号48は肺動脈である。大動脈弁は、点線43で示されているあたりに閉じたかたちで示されている。

逆止弁33から出ている可撓性のある伝送管34はカニューレ41にしっかりと連結されている。カニューレ41は、糸42で接合されて大動脈38に連結されている。

この発明によれば、脈動灌流ポンプ14の出口は、第2図に示すように、大動脈とのみつながっている。この発明に大切な点は、ポンプ14の灌流液の流量が1ストロークにつき0.15～10ミリリットルで、毎分約5～80パルスの範囲で、各パルスの時間が100ミリ秒～1秒の範囲であれば、大動脈弁43は各灌流パルスの間完全に閉じており、効率良く灌流液は冠状動脈44と45を通過して、移植心臓35を72時間まで保存できる栄養を送り込むことである。大動脈弁は、左心

室の圧力よりも大きい圧力になった場合に閉じる。このことにより、パルス幅が小さくなり、各注入ストロークの時間が速くなる。パルス率すなわち脈動パルス反復率は重要ではない。冠状動脈44および冠状動脈から毛細血管状に広がっている動脈から送り出される灌流液は、最終的には心臓全体に流れる。そして、灌流液は右心房へ流れる。右心房は、心臓切除術の一部として切断される。こうすることで、灌流液は切除された心房から排出されてタンクに戻る。

脈動灌流システムは、灌流動脈44、45から広がる毛細血管状動脈を通して栄養液を効率よく送り出す。そして、効率良く栄養分を心臓全体に送り、灌流期間の細胞の衰退もしくは死滅を防ぐ。

以前の脈動灌流システムは、大動脈弁43を閉じたままにするために、一定の圧力を出発点レベルで維持し、一定の出発点圧力の上に脈圧をかける。この発明の各灌流パルス間で灌流圧力がさが「総合」脈動灌流システムは、以前の「部分的」

液3に過量の酸素および二酸化炭素を維持する能力がある。

灌流液の温度を0℃に維持できるように、氷のような事前凍結物質にタンク2を浸すことにより、移植臓器は0℃で灌流される。この構造は第5図で示され、番号75は外部断熱コンテナで、番号76は事前凍結物質、番号1は第1図A、第1図Bの灌流装置を示している。凍結物質は袋に入れて灌流装置1の外側と断熱コンテナ75の間に適切に入れられる。酸素供給器12は圧縮空気タンクを内蔵すればより望ましく、灌流液とはほぼ同じ温度で空気を維持するために断熱コンテナ75内部に設置する。脈動ポンプ14は1アンペアで動力を使用するために72時間以上連続し作動することが可能である。この電力は作動期間中に再充電式電池で簡単に供給される。再適性脈動灌流の利点は様々なサイズの心臓や異なる種類の臓器により簡単に設定できる適性灌流パルス期間、ストローク毎に適性灌流液量、適性灌流パルス回数

脈動灌流システムよりも毛細血管状動脈全体により多く、かつより効率的に灌流を行える。脈動ポンプは一般的に毛細血管動脈から溶液を汲み上げるのにより効率的であるので心臓は脈動ポンプとして発達したと考えられている。

第3図は、制御回路35を示している。この制御回路は、IC(ナショナルセミコンダクター社製半導体NE556)回路61、62を備えている。このIC61は、可変パルス幅/パルス率可変のタイマーである。IC63(ナショナルセミコンダクター社製半導体CD4049)で、これはバッファの働きをしている。可変抵抗器である分圧器65は、IC61の発振するパルス比を制御する。分圧器66は、IC62のパルス幅を決定する。IC61と62の組合せで、可変パルス比/パルス幅のタイマーの作用をする。

上記で説明した小型臓器脈動灌流装置の重量は、再充電可能なバッテリー13を含んで約25ポンドである。この装置は、72時間以上の間、灌流

で行えることである。脈動ポンプ14は、欠陥が発見されれば簡単に取替えることが可能である。総脈動灌流システムは効率よく安価であるが、その部品には廃棄物として処理できないものもある。第6図のダイアグラムに示されているように、灌流される移植心臓35は、適切な圧力変換器77に挿入される。この圧力変換器77は、断熱コンダクター78につながれ、外部圧力モニター79へとつながっている。この外部圧力モニターは、圧力波81を読みだし80そして文字数字式表示82で示される。このモニターを通し、灌流装置が正しく作動しているかどうか簡単に認識できるようになっている。

【発明の効果】

この発明により、移植心臓の断血時間を72時間まで延長できる装置を使用することになり臓器保存における重要な要望を満たすことになる。さらに、この発明の利点は、小型、高い効率性、信頼性、取り扱いが簡単であり、さらに必要であれ

ば現在適用されているよりも高い温度設定で保存できることである。完全に断血時間を延長させることで、この発明の装置は、単に全体的に細胞の無傷の状態、移植臓器の存命および機能などを向上させるだけでなく、移植臓器のHLA血液型検査を日常化でき、組織移植調和がはかれるのである。免疫調和が向上すれば、拒絶反応の頻度が減り、免疫抑制療法を減らすことが可能となり、移植存命期間を伸ばすことは容易に予測できる。

この発明の具体的な例を説明すると共に、ここで示した技術に関してはこの具体例の発明の真意や見解を逸脱することなしに様々に変更を行うことが可能である。例えば、説明を行った装置は、体の他の部分の灌流にも利用可能である。ここで使われている「臓器」という言葉は様々な人体の部分を含む意味を含んでいる。

4. 図面の簡単な説明

第1図Aは、この発明の小型用脈動臓器灌流装置の断面図。

第1図Bは、第1図Aの灌流装置の内部が判るようにした平面図。

第2図は移植心臓の部分的透視図、縫合された大動脈。切り目をつけて大動脈に挿入されたカニユーレ（排管）。カニユーレは第1図A、第1図Bの脈動灌流装置の管から灌流液を受けるために接続されている。

第3図は、第1図Aおよび第1図Bの装置の脈動灌流のソレノイドを動かす制御回路の図式。

第4図は、第1図A、第1図Bの装置の電池を充電する充電回路の図式。

第5図は、第1図の装置のタンクを取り囲む事前凍結物質を示す部分的断面図。

第6図は、圧力モニターに接続された灌流の圧力変換器の図である。

1 ……小型脈動流装置、

2 ……タンク、

3 ……灌流液、

4 ……拡散器、

5 ……垂直管、

6 ……カバー、

7 ……フィルター、

8 ……供給孔、

11 ……管、

44 ……冠状動脈、

45 ……冠状動脈、

12 ……供給・制御システム、

99 ……移植心臓。

13 ……バッテリー、

14 ……脈流ポンプ、

出願人 ニコラス ジェー ペロータ

14A ……ポンプ壁、

代理人 弁理士 豊橋康弘

15 ……ソレノイド、

16 ……プランジャ、

17 ……ストッパ、

18 ……ノブ、

19 ……ロッド、

21 ……ナットブロック、

22 ……連結具、

23 ……スプリング、

24 ……ガイド、

25 ……ピストン、

26 ……フィズ、

27 ……逆止弁、

31 ……パイプ、

32 ……エンドプレート、

33 ……逆止弁、

34 ……送出管、

35 ……電子制御回路、

36 ……リード線、

37 ……リード線、

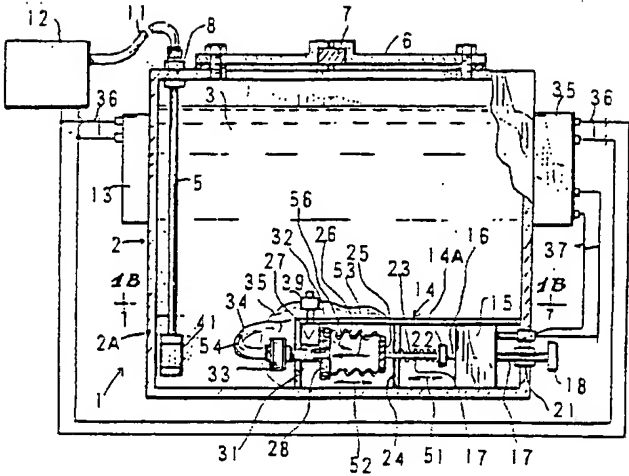
38 ……大動脈、

39 ……フィルター、

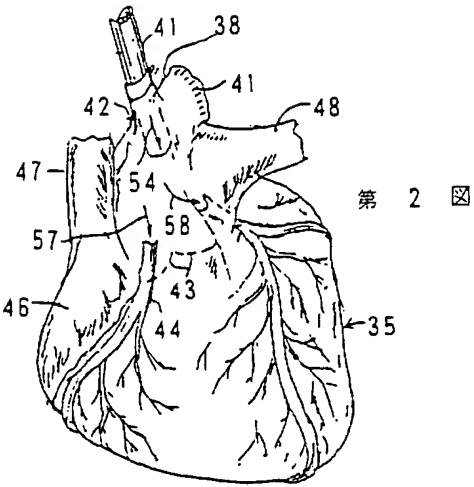
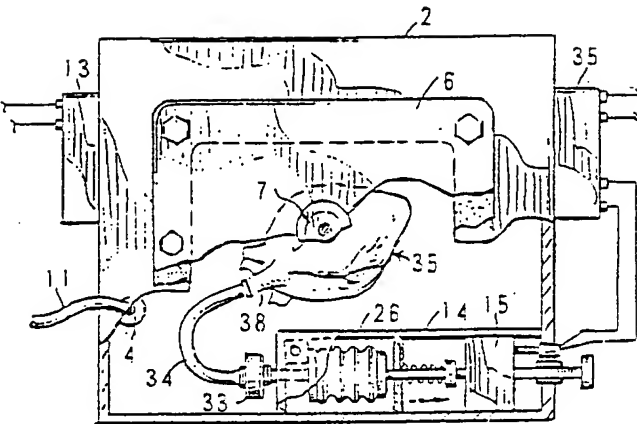
42 ……糸、

43 ……大動脈弁、

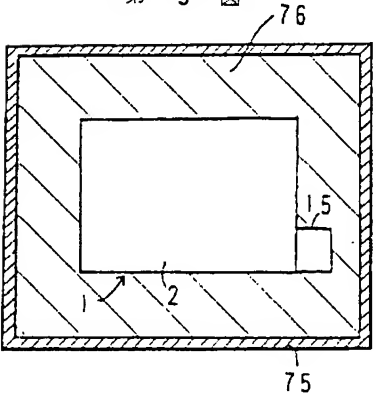
第 1 図 A



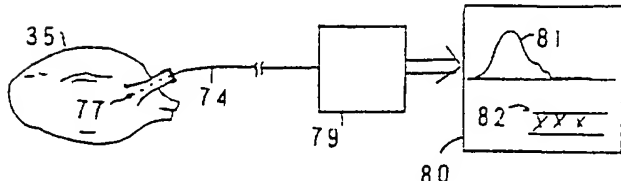
第 1 図 B



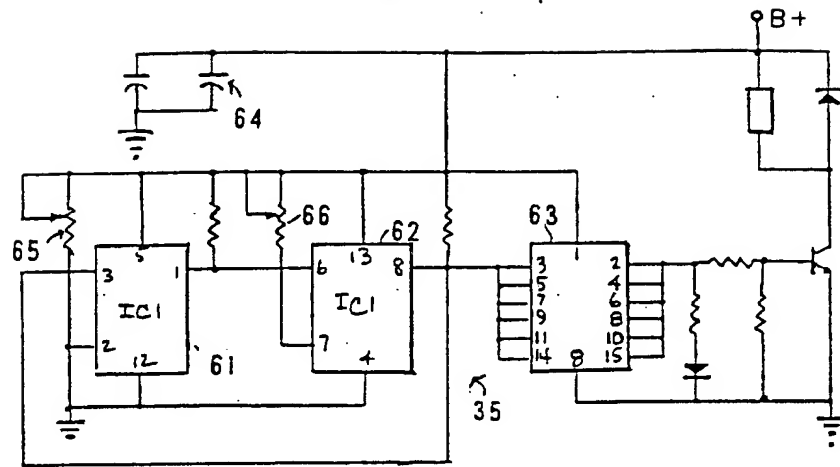
第 5 図



第 6 図



第 3 图



第 4 图

